

【書類名】 特許願

【整理番号】 A000000700

【提出日】 平成12年 3月 2日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 G01T 1/00

【発明の名称】 核医学診断装置

【請求項の数】 21

【発明者】

【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那
須工場内

【氏名】 山河 勉

【特許出願人】

【識別番号】 000003078

【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

【識別番号】 100058479

【弁理士】

【氏名又は名称】 鈴江 武彦

【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

【識別番号】 100084618

【弁理士】

【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】 100068814

【弁理士】

【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100088683

【弁理士】

【氏名又は名称】 中村 誠

【選任した代理人】

【識別番号】 100070437

【弁理士】

【氏名又は名称】 河井 将次

【先の出願に基づく優先権主張】

【出願番号】 平成11年特許願第 63884号

【出願日】 平成11年 3月10日

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9705037

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書
【発明の名称】 核医学診断装置
【特許請求の範囲】

【請求項 1】

マトリクス状にアレイされ、放射線を個別に検出し、前記放射線のエネルギーを表す信号を個別に出力する複数の半導体セルを有する少なくとも 1 つの放射線検出器と、

前記放射線が検出されるイベントの中から、被検体に投与した放射性同位元素に由来する放射線が検出されるという特定のイベントを選別するために、前記半導体セルのいずれか一つから信号が出力されるという第 1 のケースでは前記信号のエネルギーを所定のエネルギーウインドウに比較すると共に、2 以上の半導体セルから略同時に 2 以上の信号が出力されるという第 2 のケースでは前記 2 以上の信号のトータルエネルギーを計算し、このトータルエネルギーを前記所定のエネルギーウインドウに比較する選別回路と、

前記第 1 のケースでは前記信号を出力する半導体セルの位置に基づいて前記放射線の入射位置を計算し、前記第 2 のケースでは前記 2 以上の半導体セルの中のいずれか一の半導体セルの位置に基づいて前記放射線の入射位置を計算する位置計算回路と、

前記特定のイベントを前記計算された入射位置に関連付けて計数する計数回路と、

前記計数の結果に基づいて前記被検体内の放射性同位元素の分布を発生する回路とを具備することを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 2】

前記放射線検出器から出力される複数の信号の時間差に基づいて前記第 2 のケースを判定する内的同時計測回路をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 3】

前記位置計算回路は、前記第 2 のケースでは、前記 2 以上の半導体セルの中からいずれか一の半導体セルを選択するために、前記 2 以上の信号のエネルギーを

互いに比較することを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項4】

前記位置計算回路は、前記第2のケースでは、前記2以上の半導体セルの中から、最小エネルギーを表す信号を出力する半導体セルを選択することを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項5】

前記位置計算回路は、前記第2のケースでは、前記2以上の信号のエネルギーに基づいて、前記2以上の半導体セルの中からいずれかの半導体セルを選択することを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項6】

前記位置計算回路は、前記第2のケースにおいて、第1のエリア内では、前記2以上の半導体セルの中から、最小エネルギーを表す信号を出力する半導体セルを選択し、第2のエリア内では、前記2以上の半導体セルの中から、最大エネルギーを表す信号を出力する半導体セルを選択することを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項7】

前記位置計算回路は、前記第2のケースにおいて、前記2以上の半導体セルの中から、前記2以上の信号のエネルギー及び前記2以上の半導体セルの位置に基づいて、一の半導体セルを選択することを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項8】

前記複数の半導体セルのいずれかから出力される信号と、他の半導体セルから出力される信号との時間差を計算する回路をさらに備えることを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項9】

前記複数の半導体セルのいずれかから出力される信号と、他の半導体セルから出力される信号との時間差を計算し、前記時間差に基づいて前記第2のケースを判定する回路をさらに備えることを特徴とする請求項1記載の核医学診断装置。

【請求項10】

前記半導体セル各々は、テルル化カドミウムまたはテルル化カドミウム亜鉛の層を有することを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 1 1】

前記半導体セル各々は、シンチレータ層と光電変換層とを有することを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 1 2】

マトリクス状にアレイされ、放射線を個別に検出し、前記放射線のエネルギーを表す信号を個別に出力する複数の半導体セルを有する少なくとも 1 つの放射線検出器と、

前記放射線が検出されたイベントの中から、2 以上の半導体セルから略同時に 2 以上の信号が出力されるというイベントを画像化に寄与させないと共に、前記信号のエネルギーに基づいて被検体に投与した放射性同位元素に由来するイベントを選別する選別回路と、

前記信号を出力する半導体セルの位置に基づいて前記放射線の入射位置を計算する位置計算回路と、

前記選別されたイベントを前記計算された入射位置に関連付けて計数する計数回路と、

前記計数の結果に基づいて前記被検体内の放射性同位元素の分布を発生する回路とを具備することを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 1 3】

前記放射線検出器から出力される複数の信号の時間差に基づいて前記第 2 のケースを判定する内的同時計測回路をさらに備えることを特徴とする請求項 1 2 記載の核医学診断装置。

【請求項 1 4】

マトリクス状にアレイされ、放射線を個別に検出し、前記放射線のエネルギーを表す信号を個別に出力する複数の半導体セルを有する少なくとも 1 つの放射線検出器と、

前記半導体セルのいずれか一つから信号が出力されるという第 1 のケースでは前記信号を出力する半導体セルの位置に基づいて前記放射線の入射位置を計算

し、2以上の半導体セルから略同時に2以上の信号が出力されるという第2のケースでは前記2以上の信号を略同時に出力する2以上の半導体セルの位置に基づいて前記放射線の入射位置を計算する位置計算回路と、

被検体に投与した放射性同位元素に由来する放射線が検出されるというイベントを、前記計算された入射位置を関連付けて計数する計数回路と、

前記計数の結果に基づいて前記被検体内の放射性同位元素の分布を発生する回路とを具備することを特徴とする核医学診断装置。

【請求項15】

前記放射線検出器から出力される複数の信号の時間差に基づいて前記第2のケースを判定する内的同時計測回路をさらに備えることを特徴とする請求項14記載の核医学診断装置。

【請求項16】

前記位置計算回路は、前記第2のケースにおいて、前記2以上の半導体セルの位置の重心位置を計算することを特徴とする請求項14記載の核医学診断装置。

【請求項17】

前記位置計算回路は、前記第2のケースにおいて、2つの半導体セルから略同時に信号が出力されるとき、前記2つの半導体セルの位置の一方に基づいて入射位置を計算し、3以上の半導体セルから略同時に信号が出力されるとき、最大エネルギーの信号を出力した半導体セルを除く残りの複数の半導体セルの位置の重心位置を計算することを特徴とする請求項14記載の核医学診断装置。

【請求項18】

マトリクス状にアレイされ、放射線を個別に検出し、前記放射線のエネルギーを表す信号を個別に出力する複数の半導体セルを有する少なくとも1つの放射線検出器と、

前記複数の半導体セルのいずれかから出力される信号と、他の半導体セルから出力される信号との時間差を計算する回路とを具備することを特徴とする核医学診断装置。

【請求項19】

前記時間差を、所定のしきい値と比較する回路をさらに備えることを特徴とす

る請求項 1 8 記載の核医学診断装置。

【請求項 2 0】

マトリクス状にアレイされ、放射線を個別に検出し、前記放射線のエネルギーを表す信号を個別に出力する複数の半導体セルを有する少なくとも 1 つの放射線検出器と、

2 以上の半導体セルから略同時に 2 以上の信号が出力されるとき、前記 2 以上の信号のトータルエネルギーを計算する回路とを具備することを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 2 1】

前記トータルエネルギーを所定のエネルギーウインドウに比較する回路をさらに備えることを特徴とする請求項 2 0 記載の核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体に投与された放射性同位元素 R I) から放出されるガンマ線を、外部で検出し、その検出データに基づいて被検体内の R I 分布を発生する核医学診断装置に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

核医学診断装置には、投影面上で R I 分布を得るプレナーイメージタイプと、断面上の R I 分布が得られる E C T タイプ (emission Computed Tomography type) とがある。さらに、E C T には、 ^{99m}Tc や ^{111}In 等のシングルフォトン R I を用いる S P E C T (Single Photon emission Computed Tomography) と、 ^{11}C や ^{13}N 等のポジトロン R I を用いる P E T (Positron emission computed Tomography) がある。最近では、S P E C T と P E T とを兼用する装置が登場している。以下、これらの装置全般を核医学診断装置と総称する。

【0 0 0 3】

従来の核医学診断装置は、アンガー型の放射線検出器を装備している。アンガー型の放射線検出器は、図 1 に示すように、コリメータ 1 0 と、シンチレータ 1

1と、ライトガイド12と、複数の光電子増倍管(PMT)13とから構成される。シンチレータ11にガンマ線が入射すると、その位置で蛍光が発生する。この蛍光は、複数のPMT13で検出される。複数のPMT13の出力信号の合計は、ガンマ線のエネルギーを反映している。放射線が検出されたイベントの中から、トータルエネルギーに基づいて被検体に投与した放射性同位元素に由来するイベントが選別される。この選別されたイベントは、ガンマ線の入射位置に関連付けて計数される。ガンマ線の入射位置は、例えば、エネルギーの重心位置として計算される。

【0004】

ところで、ポジトロンに起因する511 keVという高エネルギーのガンマ線は、たびたび、シンチレータ11内でコンプトン散乱を起こす。コンプトン散乱により、ほぼ同時に2つの位置P1, P2でエネルギーE1, E2(入射エネルギー $E_0 = E_1 + E_2$)が吸収される。2つの位置P1, P2の一方が真の入射位置である。

【0005】

しかし、従来では、ガンマ線の入射位置は、2つの位置P1, P2のいずれかの位置には一致しないし、もちろん真の入射位置とも一致しないエネルギーの重心位置として計算される。つまり、シンチレータ内で散乱が起こったというイベントの全ては、誤った位置で計数されることになっていた。しかも、従来では、シンチレータ内で散乱が起こったか否かは、判断することができない。

【0006】

また、ブロック検出を行うBGO(酸化ビスマスゲルマニウム)検出器を備えたPET専用装置においても、BGO検出器のブロック間でガンマ線が散乱した場合には、同時に発生したイベント(イベント)を分離し、その正確な位置を計算処理して得ることはできなかった。そのため、計数精度の低下は避けられないものであった。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、核医学診断装置において、放射線検出器内での散乱に起因す

る入射位置誤認の確率を減らすことにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る核医学診断装置は、マトリクス状にアレイされ、放射線を個別に検出し、前記放射線のエネルギーを表す信号を個別に出力する複数の半導体セルを有する少なくとも1つの放射線検出器と、前記放射線が検出されるイベントの中から、被検体に投与した放射性同位元素に由来する放射線が検出されるという特定のイベントを選別するために、前記半導体セルのいずれか一つから信号が出力されるという第1のケースでは前記信号のエネルギーを所定のエネルギーウィンドウに比較すると共に、2以上の半導体セルから略同時に2以上の信号が出力されるという第2のケースでは前記2以上の信号のトータルエネルギーを計算し、このトータルエネルギーを前記所定のエネルギーウィンドウに比較する選別回路と、前記第1のケースでは前記信号を出力する半導体セルの位置に基づいて前記放射線の入射位置を計算し、前記第2のケースでは前記2以上の半導体セルの中のいずれか一の半導体セルの位置に基づいて前記放射線の入射位置を計算する位置計算回路と、前記特定のイベントを前記計算された入射位置を関連付けて計数する計数回路と、前記計数の結果に基づいて前記被検体内の放射性同位元素の分布を発生する回路とを具備する。

【0009】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

まず、本発明によって、放射線検出器内でのコンプトン散乱に起因する入射位置誤認の確率を減らすことができるその原理について簡単に説明する。

【0010】

図2には、入射ガンマ線のエネルギーに対するコンプトン散乱角の頻度分布を示している。図2において、例えば、入射ガンマ線のエネルギーが511 keV ($\alpha = 1$) の場合、その散乱の大部分は、散乱角が90° 以下の前方散乱である。この傾向は、入射ガンマ線のエネルギーが250 keV以上のケースにも当てはまる。

【0011】

図3は、入射エネルギーと散乱線のエネルギーとの関係を、様々な散乱角 (0° , 5° , 10° , 20° , 30° , 45° , 60° , 90° , 120° , 180°) で示している。なお、図3において、横軸は入射エネルギー ($E_0 (=E_1 + E_2)$)、横軸はコンプトン散乱線のエネルギー (E_2) を表している。図3から、入射エネルギーが 511 keV である場合、すなわち、このガンマ線がポジトロンに起因して発生した場合、散乱線のエネルギー E_2 は、

$$170 \text{ keV} (\theta = 180^\circ) \leq E_2 < 511 \text{ keV} (\theta = 0^\circ)$$

の範囲内に収まる。また、散乱エネルギー E_2 が、

$$170 \text{ keV} \leq E_2 < 255 \text{ keV} (511 \text{ keV} \times 1/2)$$

の範囲内のとき、散乱角 θ は、

$$75^\circ \leq \theta < 180^\circ$$

の範囲になる。

【0012】

従って、全ての散乱イベントの中の15% (図2の塗りつぶし部分) が、散乱角 θ が $75^\circ \leq \theta < 180^\circ$ の範囲内にある散乱イベントであるということが理解される。つまり、 511 keV のエネルギーを有するガンマ線が放射線検出器内で1回だけ散乱を起こした場合、その散乱エネルギー E_2 は、全体の85%が 256 keV (511 keV の $1/2$) 以上になると結論付けられる。換言すると、2カ所のエネルギー吸収位置のうち、エネルギーの小さい方の位置が、85%の確率で、散乱位置 (入射位置) である。

【0013】

この確率は、放射線検出器の厚さ及び形状に依存して変動する。放射線検出器の厚さ及び形状を初期設定としたモンテカルロ・シミュレーションなどのシミュレーションを実施する。このシミュレーションにより、検出面は、エネルギーの小さい方の位置が入射位置である確率が高いエリア (複数) と、エネルギーの大きい方の位置が入射位置である確率が高いエリア (複数) とに分けることができる。従って、エネルギーの小さい方の位置を入射位置として選択するという第1のルールと、エネルギーの大きい方の位置を入射位置として選択するという第2

のルールとを、エリア毎に選択的に用いることも可能となる。

【0014】

このような判定方法を採用することにより、従来のアンガー型のガンマカメラでは、散乱イベントの全てを誤認した位置で計数していたのに対して、本発明では、散乱イベントの1/2以上を真の入射位置で計数することができる。

【0015】

また、入射位置誤認の確率を減らすもう一つの考え方として、検出器内で散乱が生じた場合、つまり同じ検出器の2以上の半導体セルから略同時に信号が出力されたとき、そのイベントを計数対象から外してしまうというものがある。これによると、計数効率は若干低下するものの、位置誤認率をほぼゼロに抑えることができる。

【0016】

図4は、本発明の好ましい実施の形態に係る核医学診断装置に用いられる半導体形の放射線検出器の概略断面図である。放射線検出器は、コリメータ10と、コリメータ10の背面に設けられた半導体セルアレイ20と、半導体セルアレイ20の背面に設けられた検出処理回路21とを備えている。半導体セルアレイ20は、マトリクス状にアレイされた複数の半導体セル22を有している。検出処理回路21は、複数のプリアンプ23を有している。複数のプリアンプ23は、複数の半導体セル22にそれぞれ対応している。半導体セル22とプリアンプ23とのペアは、放射線を個別に検出し、放射線のエネルギーを表す信号を個別に出力することができる。なお、同時計数PETの場合には、コリメータ10は装着されない。

【0017】

半導体セル22は、例えば、テルル化カドミウム(CdTe)、またはテルル化カドミウム亜鉛(CdZnTe)によって構成されている。また、半導体セルアレイ20を用いる代わりに、シンチレータ(例えば、ヨウ化ナトリウム(NaI)、LSO(LuTetium oxyorthosilicate)、BGO(酸化ビスマスゲルマニウム)、ヨウ化セシウム(CsI))と光電変換素子(例えば、ホトダイオード)を組み合わせ構成したシンチレーションセンサを設

けることも可能である。

【0018】

図5は、図4に示す放射線検出器を対向2台で備えた核医学診断装置の構成を示すブロック図である。図5に示す本実施の形態の核医学診断装置は、シングルフォトンエミッションコンピュータ断層法（SPECT）と同時計数ポジトロンエミッションコンピュータ断層法（PET）との兼用機である。なお、本発明は、投影面上でRI分布（プレナーイメージ）を生成するガンマカメラ、SPECT専用機、PET専用機のいずれにも適用可能である。

【0019】

2台の放射線検出器50、51は、被検体を挟んで対向配置される。一方の放射線検出器50は、半導体セルアレイ20と検出処理回路21とを備えている。他方の放射線検出器51も、半導体セルアレイ30と検出処理回路31とを備えている。

【0020】

信号処理回路40には、検出処理回路21、31の出力信号（エネルギーを表す信号）が供給される。ここでは、ガンマ線が検出される全てのイベント（複数）の中から、被検体に投与した放射性同位元素に由来するガンマ線が検出されるという特定のイベント（対象イベント）が選別される。

【0021】

具体的には、検出器50、51各々の半導体セル22のいずれか一つから信号（単数）が出力されるという第1のケースでは、信号エネルギーを所定のエネルギーウインドウに比較し、信号のエネルギーが所定のエネルギーウインドウ内に収まるとき、当該イベントを対象イベントとして入射位置又は入射軌跡を関連付けて計数する。

【0022】

また、コンプトン散乱等により、検出器50、51の片方の2以上の半導体セル22から略同時に2以上の信号が出力されるという第2のケース（内的同時イベント）では、放射線検出器50、51のそれぞれから略同時に出力された2以上の信号のエネルギーを合計し、そのトータルエネルギーを上記エネルギーウイ

ンドウに比較し、信号のエネルギーが所定のエネルギーウインドウ内に収まるとき、当該イベントを対象イベントとして入射位置又は入射軌跡を関連付けて計数する。 内的同時計測回路 4 6 では、検出器 5 0, 5 1 の片方の複数の半導体セル 2 2 のいずれかから出力される信号と、他の半導体セル 2 2 から出力される信号との時間差を計算し、その時間差を所定のしきい値と比較し、時間差が所定のしきい値より小さいとき、そのイベントを上記第 2 のケース（内的同時イベント）であると判定し、この判定結果を信号処理回路 4 0 に出力する。

【 0 0 2 3 】

入射位置計算回路 4 3 は、第 1 のケース（外的同時イベント）では、信号を出力した半導体セル 2 2 （単数）の位置に基づいて、ガンマ線の入射位置を計算する。具体的には信号を出力した半導体セル 2 2 （単数）の中心位置を、ガンマ線の入射位置として計算する。

【 0 0 2 4 】

また、入射位置計算回路 4 3 は、上記第 2 のケース（内的同時イベント）では、略同時に信号を出力した 2 以上の半導体セル 2 2 の中のいずれかの半導体セル 2 2 の位置に基づいて、ガンマ線の入射位置を計算する。具体的には信号を出力した複数の半導体セル 2 2 の中から所定のルールに従って選択した 1 つの半導体セル 2 2 の中心位置を、ガンマ線の入射位置として計算する。

【 0 0 2 5 】

画像再構成回路 4 1 は、信号処理回路 4 0 の出力に基づいて断層像（S P E C T 画像、P E T 画像）を再構成する。

【 0 0 2 6 】

外的同時計測回路 4 2 は、P E T 計測時において検出処理回路 2 1、3 1 から出力される信号の時間差が所定のしきい値以下であるとき、当該ガンマ線が検出されたというイベントが、被検体に投与した放射性同位元素に由来するガンマ線が検出されたという同時イベント（外的同時イベント）であるか否かを判定し、外的同時イベントであるとき、信号処理回路 4 0 に外的同時イベントを表す信号を出力する。信号処理回路 4 0 では、この外的同時イベントを入射軌跡を関連付けて計数する。

【0027】

入射軌跡計算回路44は、PET撮影時に、入射位置計算回路43において計算された一方の検出器50の入射位置と他方の検出器51の入射位置とに基づいて、それらを結ぶ直線をガンマ線の入射軌跡として計算する。表示ユニット45は、画像再構成回路41における画像再構成によって得られたSPECT画像やPET画像などを表示する。

【0028】

図6に示すように、ガンマ線が検出器50又は検出器51の半導体セル22内で散乱し、2カ所P1、P2でエネルギーが吸収された第2のケースを示している。この場合、位置P1に対応する半導体セル22から信号が出力され、それとほぼ同時に位置P2に対応する半導体セル22からも信号が出力される。位置P1で吸収されたエネルギーをE1と表し、位置P2で吸収されたエネルギーをE2と表す。これら2つの位置P1、P2の何れか一方が真の入射位置である。

【0029】

(イベント選別)

信号処理回路40では、まず、エネルギーE1とエネルギーE2とを合計して、トータルエネルギー(E1+E2)を計算する。次に、

$$E_c - W < E_1 + E_2 < E_c + W$$

と言う関係が満たされるかどうか、つまりトータルエネルギーが所定のエネルギーウインドウ内に入るか否かを判断する。なお、E_cは画像化の対象となるガンマ線のエネルギーである。ポジトロンに起因したガンマ線のエネルギーを対象とした場合には、E_cとして511 (keV) が設定される。また、Wは、所定のエネルギーウインドウのウインドウ幅の1/2に相当する値であり、典型的にはE_cの約5%~10%に対応する。

【0030】

上記関係が満たされない場合には、入射ガンマ線以外のイベント(ランダムコインシデンス、体内散乱線等)とみなして、当該イベントを計数対象から外す。一方、上記関係が満たされる場合には、当該イベントを対象イベントとして入射位置及び入射軌跡を関連付けて計数する。

【0031】

なお、信号処理回路40で、当該イベントが上記第2のケースであると判定したとき、そのイベントが対象イベントであるか否かに関わらず、計数対象から外す、つまり第2のケースのイベントは計数しないものとしてもよい。この場合、計数効率は低下するものの、入射位置の誤認率を完全にゼロにすることが可能である。

【0032】

なお、上述のエネルギーウインドウは、位置ごとに異なるようにすることも可能である。従って、このような場合には、計算された入射位置の精度を飛躍的に向上させることができる。例えば、上述したテルル化カドミウム (CdTe) やテルル化カドミウム亜鉛 (CdZnTe) によって構成される半導体セルの10mm前後の厚さにおける511keVのポジトロン核種の光電吸収確率は約7.4%、その散乱確率は約28.5%である。また、1回散乱した後のガンマ線のエネルギーが半導体セルアレイ20内で吸収されてしまう確率は、上記の光電吸収確率と比較して無視できない割合で存在する。そのため、アンガー型のガンマカメラにおいてガンマ線の入射位置がすべて誤計算されたと仮定した場合と比較して、上述した計算方法を用いることにより、等価的に検出感度が向上したこと(カウント値が向上したこと)と同様な効果を得ることができる。

【0033】

(位置計算)

第1のケースでは、信号を出力した1つの半導体セル22の位置に基づいて、ガンマ線の入射位置を計算する。具体的には、信号を出力した1つの半導体セル22の中心位置を、ガンマ線の入射位置として計算する。

【0034】

一方、第2のケースでは、略同時に信号を出力した2以上の半導体セル22の中のいずれかの半導体セル22の位置に基づいて、ガンマ線の入射位置を計算する。具体的には、信号を出力した複数の半導体セル22の中から、最もエネルギーの低い信号を出力した半導体セル22の中心位置を、ガンマ線の入射位置として計算する。このルールによれば、前述したように、50%を大きく超える確

率で、真の入射位置を求めることができる。

【0035】

また、他のルールに従って、信号を略同時に出力した複数の半導体セル22が検出面内の第1エリア内にあるとき、信号を略同時に出力した複数の半導体セル22の中から、最もエネルギーの低い信号を出力した半導体セル22の中心位置を、ガンマ線の入射位置として計算し、一方、信号を略同時に出力した複数の半導体セル22が検出面内の第2エリア内にあるとき、信号を略同時に出力した複数の半導体セル22の中から、最もエネルギーの高い信号を出力した半導体セル22の中心位置を、ガンマ線の入射位置として計算するようにしてもよい。

【0036】

なお、同時計数の計測時に、放射線検出器51内の半導体セルアレイ30に入射したガンマ線（ポジトロンに起因したガンマ線）について1回散乱と吸収が生じた場合にも、上述と同様な計算方法によりガンマ線の入射位置が計算されることになる。

【0037】

図7は、ガンマ線が2カ所の散乱を起こした場合を示している。この場合、3つの位置P1、P2、P3でエネルギーが吸収される。つまり、3つの半導体セル22から略同時に信号が出力される。3つの信号は、それぞれエネルギーE1、E2、E3（keV）を表している。

【0038】

（イベント選別）

信号処理回路40では、エネルギーE1、E2、E3を合計し、そのトータルエネルギー（E1+E2+E3）を、所定のエネルギーウインドウに比較する。

そして、トータルエネルギー（E1+E2+E3）が、

$$E_c - W < E_1 + E_2 + E_3 < E_c + W$$

と言う関係を満たすかどうか判断される。この関係が満たされない場合には、当該イベントを計数対象から外す。一方、上記関係が満たされる場合には、当該イベントを対象イベントとして入射位置及び入射軌跡を関連付けて計数する。

【0039】

(位置計算)

位置計算回路43では、略同時に信号出力した3つの半導体セル22の中から、エネルギーE1, E2, E3の中の最小エネルギーを表す信号を出力した1つの半導体セル22を選択し、その選択した半導体セル22の中心位置を入射位置として計算する。または、位置計算回路43では、エネルギーE1, E2, E3の中の最大エネルギーを除いた残りの2つのエネルギーを表す信号を出力した2つの半導体セル22の中心位置の midpoint を入射位置として計算する。いずれの計算方法を選択するかは、入射エネルギーに応じて変えることもできる。

【0040】

なお、例えば、ポジトロンに起因するガンマ線が放射線検出器に入射した後、最初に散乱して吸収されたガンマ線のエネルギーが最大である場合、これにおいては後方散乱が支配的であり、その後に吸収されたガンマ線の2つのエネルギーは小さくなっているため、平均的に飛程が短い。従って、これら2つのエネルギーが検出された2つの検出位置を平均しても、計算される入射位置のぶれは平均的に少ないと予想される。

【0041】

また、2回目に散乱したガンマ線のエネルギーが最大である場合、1回目の散乱においては前方散乱が支配的であり、最初と最後の散乱で吸収された2つのエネルギーの検出位置を単純平均した方が、アンガー型のガンマカメラにおいて生じる各エネルギーを重み付け加算するよりも平均的に正確な入射位置が計算される。

【0042】

さらに、3回目に散乱したガンマ線のエネルギーが最大である場合、最初の2回の散乱においては前方散乱が支配的であり、最後の散乱における飛程が長いことから、最初の2回の散乱で吸収された2つのエネルギーの検出位置を単純平均することによって入射位置の精度が大きく向上することになる。

【0043】

図7に示すように散乱が2回生じる確率は散乱が1回生じる確率よりもさらに小さくなるが、アンガー型のガンマカメラを用いた場合よりも計算される入射位

置の精度を向上させることが可能となる。このように、図6や図7に示すような入射位置の計算処理は、前方散乱を生じる確率が高い（すなわち比較的能量が高い）ガンマ線に対しても適用することができる。

【0044】

なお、上述は、相対的に小さいエネルギーが2つの検出位置において検出された場合のガンマ線の入射位置の計算についてであるが、3以上の検出位置において相対的に小さいエネルギーが検出された場合においては、それらの検出位置の重心計算を行い、その計算結果である重心の位置をガンマ線の入射位置とすることができる。

【0045】

図8は本発明の実施の形態の2検出器対向型（放射線検出器が被検体を挟んで対向配置されるタイプ）の核医学診断装置であるガンマカメラの概略構成を示す図およびこのガンマカメラを用いたポジトロンイメージングの方法を説明するための図である。図8では、ポジトロン P_0 に起因して発生したガンマ線の一方が放射線検出器50に入射して1回散乱後に吸収されるとともに、そのガンマ線の他方が放射線検出器51に入射し、散乱角 θ で後方散乱を生じた後、残りのエネルギーに関する後方散乱ガンマ線が放射線検出器50にすべて入射して吸収された場合を想定し、ガンマ線の入射軌跡を計算する。すなわち、図8では、放射線検出器50に同時に3つのイベントが生じる一方、放射線検出器51には1つのイベントが生じている場合を示している。

【0046】

同時計数の計測を行う場合においては、被検体 P を挟んで対向配置される2つの放射線検出器50、51にそれぞれ設けられている検出処理回路21、31内のポジトロン発生時間検出回路（図示しない）の出力（トリガ信号）を同時回路42にそれぞれ入力する。同時回路42では、これらのトリガ信号を基にして、放射線検出器50において吸収されたガンマ線のエネルギー E_2 、 E_3 、 E_4 と、放射線検出器51において吸収されたガンマ線のエネルギー E_1 とがポジトロン P_0 に起因して同時に発生したガンマ線に関するかどうかを判断する。

【0047】

もし、これらのエネルギーが放射線検出器 50, 51 に同時に入射されたガンマ線に関する（同時計数である）と認識されない場合、これらのエネルギーに関する情報はポジトロンイメージングには寄与させないようにする。一方、これらのエネルギーが放射線検出器 50, 51 に同時に入射されたガンマ線に関するとして認識された場合、この認識結果に応じて、検出処理回路 21, 31 から出力されるエネルギー信号および位置信号を基にして、入射位置計測回路 43 では、次のような処理が行われる。

【0048】

まず、図 8 に示すように、放射線検出器 51 において後方散乱が生じ、その結果として後方散乱ガンマ線 BS が放射線検出器 50 に入射した場合、その散乱角度 θ は $90^\circ \leq \theta \leq 180^\circ$ の範囲内にあり、 90° 散乱は約 220 keV に相当する。従って、ここでは、放射線検出器 51 において吸収されたエネルギー E_1 を基にして、 $220 < E_1 < 511 - W$ (keV)、または $E_1 < 170$ (keV) の関係が満たされるかどうかを判断する。なお、 W は上述したように関心ウインドウである。

【0049】

$220 < E_1 < 511 - W$ (keV)、または $E_1 < 170$ (keV) の関係が満たされる場合、エネルギー E_1 に関する情報はイメージングに寄与させないようにする。一方、エネルギー E_1 が $170 \leq E_1 \leq 220$ の範囲内である場合には、エネルギー E_1 とエネルギー (E_2, E_3, E_4) をそれぞれ加算する。すなわち、 $E_1 + E_2, E_1 + E_3, E_1 + E_4$ により加算値 E_1, E_2, E_3 を取得する。

【0050】

ここで、どの加算値においても、 E_1 (E_2 、または E_3) $< 511 - W$ (keV)、または E_1 (E_2 、または E_3) $> 511 + W$ (keV) の関係が満たされるかどうかを判断する。もし、どの加算値においてもいずれかの関係が満たされる場合には、これらのエネルギーに関する情報はイメージングには寄与させないようにする。

【0051】

一方、 $511 - W \leq E_1$ (E_2 、または E_3) $\leq 511 + W$ (keV) の関係が満たされる加算値がある場合には、放射線検出器 51 においてエネルギー E_1 が検出された位置 (x_1 , y_1) をポジトロンに起因するガンマ線の入射位置であると決定する。ここでは、 $E_1 + E_2$ の加算値 E_1 が $511 - W \leq E_1 \leq 511 + W$ (keV) の関係を満たすことになる。

【0052】

さらに、放射線検出器 50 において検出されたエネルギー E_2 , E_3 , E_4 の中で、放射線検出器 51 におけるガンマ線の入射位置の決定に用いられたエネルギー E_2 を除いた残りの 2 つのエネルギー E_3 と E_4 を加算して加算値 E_4 を取得する。

【0053】

ここで、加算値 E_4 を基に、 $E_4 < 511 - W$ 、または $E_4 > 511 + W$ の関係が満たされるかどうかを判断する。もし、加算値 E_4 がこの関係を満たす場合には、図 6 に示す場合と同様な原理により、加算した 2 つのエネルギー E_3 , E_4 のうち低いエネルギーが検出された位置をポジトロンに起因するガンマ線の放射線検出器 50 に対する入射位置であると決定する。これにより、放射線検出器 50, 51 における入射位置を基にしてポジトロンに起因するガンマ線の入射軌跡を計算する。

【0054】

なお、本発明は、放射線検出器 50 に対する入射イベントが 3 つである場合に限られず、2 つまたは 4 つ以上である場合にも上述と同様な手法を用いることができる。

【0055】

図 9 は特別なガンマ線吸収補正用線源を用いることなく、図 8 に示すガンマカメラを用いて説明した手法を基に後方散乱線を利用してガンマ線の吸収補正を行う場合を説明するための図である。図 9 においては、図 8 に示すように被検体 P を挟んで対向配置された 2 つの放射線検出器 50, 51 においてそれぞれ後方散乱を生じさせることにより、他方の放射線検出器 50, 51 に後方散乱線 BS1, BS2 がそれぞれ入射する場合、これらの後方散乱線はある揺らぎをもってエ

エネルギー値の推定が可能であり、このようなエネルギーを有するガンマ線吸収補正線源とも考えることができる。

【0056】

すなわち、通常の同時計数PET収集を行う場合に上記のような後方散乱線BS1、BS2を利用する他、放射線検出器50、51においてガンマ線のある検出位置における各角度での後方散乱線のエネルギー分布とその頻度のある代表的な患者モデルから推定することにより、その推定を用いてガンマ線の吸収補正データを簡易に作成することが可能となる。このような手法を用いることにより、ガンマ線吸収補正用線源を用いて特別に吸収補正データを作成することなく、ガンマ線の吸収補正を行うことができる。

【0057】

図8や図9において説明した手法は、上述した2検出器対向型のガンマカメラを用いた場合に限られず、3つ以上の放射線検出器を備えたガンマカメラ、放射線検出器がリング状に配慮されたPET専用機などにおいても適用することが可能である。

【0058】

本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。

【0059】

【発明の効果】

本発明によれば、放射線検出器内での散乱に起因する入射位置誤認の確率を減らすことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

従来のアンガー型のガンマカメラの断面図。

【図2】

入射ガンマ線のエネルギーに対するコンプトン散乱角の頻度分布を示す図。

【図3】

入射エネルギーと散乱線のエネルギーとの関係を、様々な散乱角で示す図。

【図4】

本発明の実施の形態の核医学診断装置に用いられる放射線検出器の概略断面図

【図 5】

図 4 に示す放射線検出器を備えた核医学診断装置の構成を示すブロック図。

【図 6】

本実施の形態において、半導体セル内の 1 回の散乱による 2 つのエネルギー吸収位置を示す図。

【図 7】

本実施の形態において、半導体セル内の 2 回の散乱による 3 つのエネルギー吸収位置を示す図。

【図 8】

本実施の形態による 2 検出器対向型の核医学診断装置の概略構成図。

【図 9】

図 8 の装置において、後方散乱線を利用したガンマ線の吸収補正方法の説明図

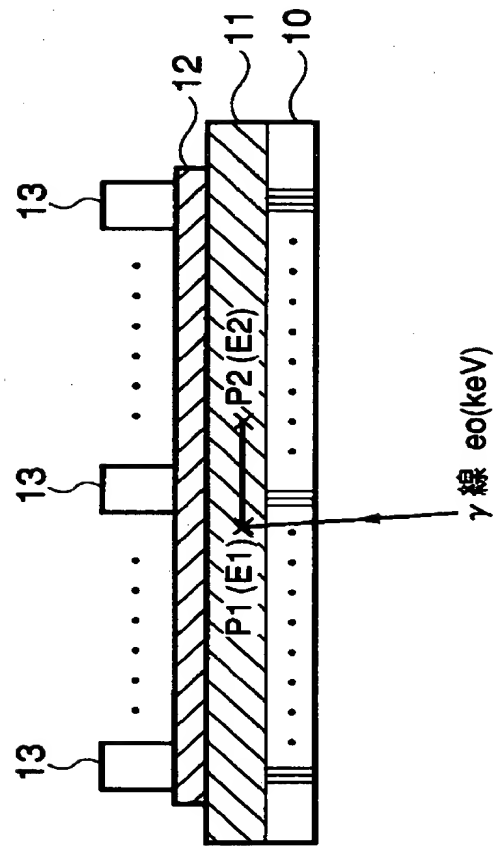
【符号の説明】

- 2 0 … 半導体セルアレイ、
- 2 1 … 検出処理回路、
- 3 0 … 半導体セルアレイ、
- 3 1 … 検出処理回路、
- 4 0 … 信号処理回路、
- 4 1 … 画像再構成回路、
- 4 2 … 同時回路、
- 4 3 … 入射位置計算回路、
- 4 4 … 入射軌跡計算回路、
- 4 5 … 表示ユニット。

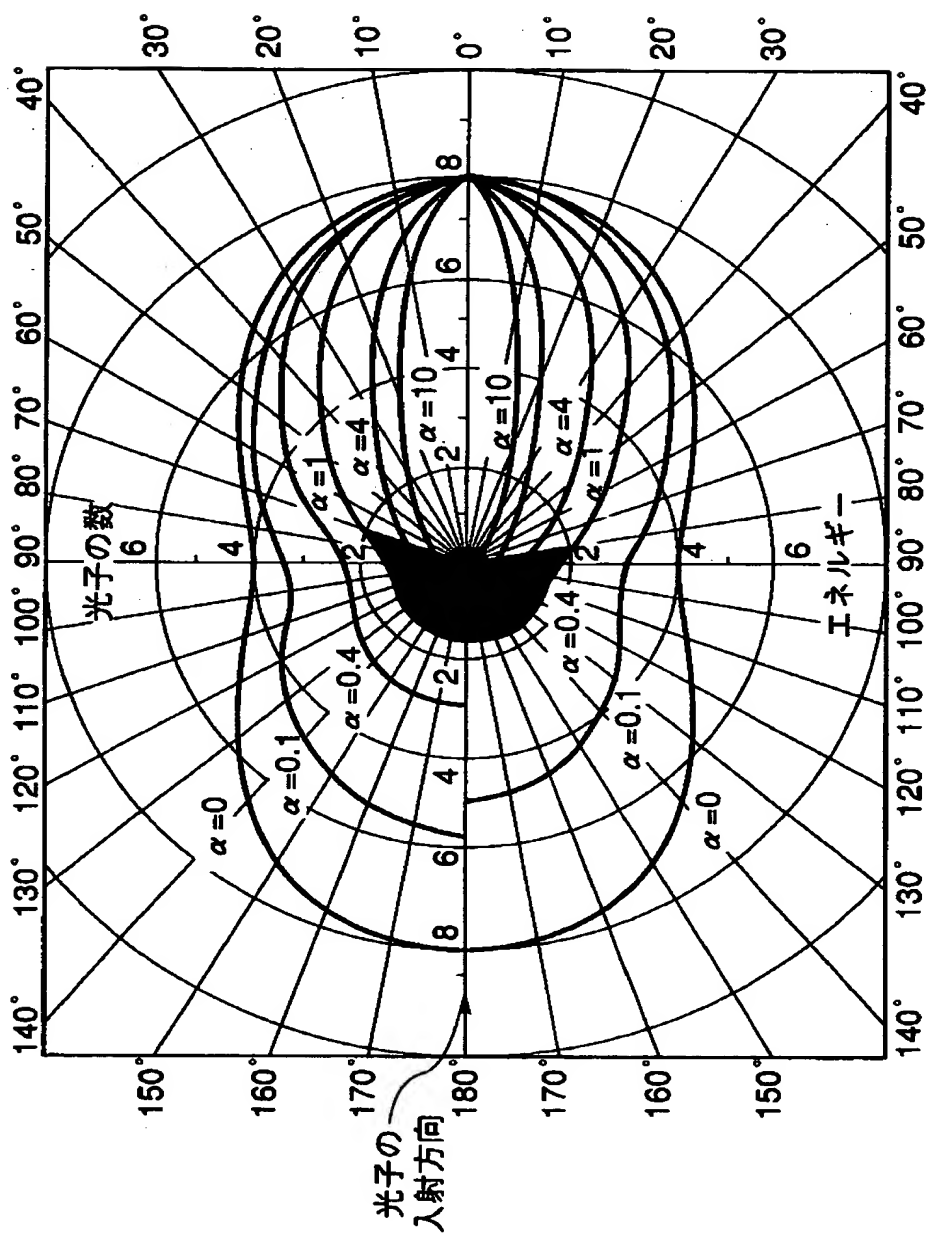
【書類名】

図面

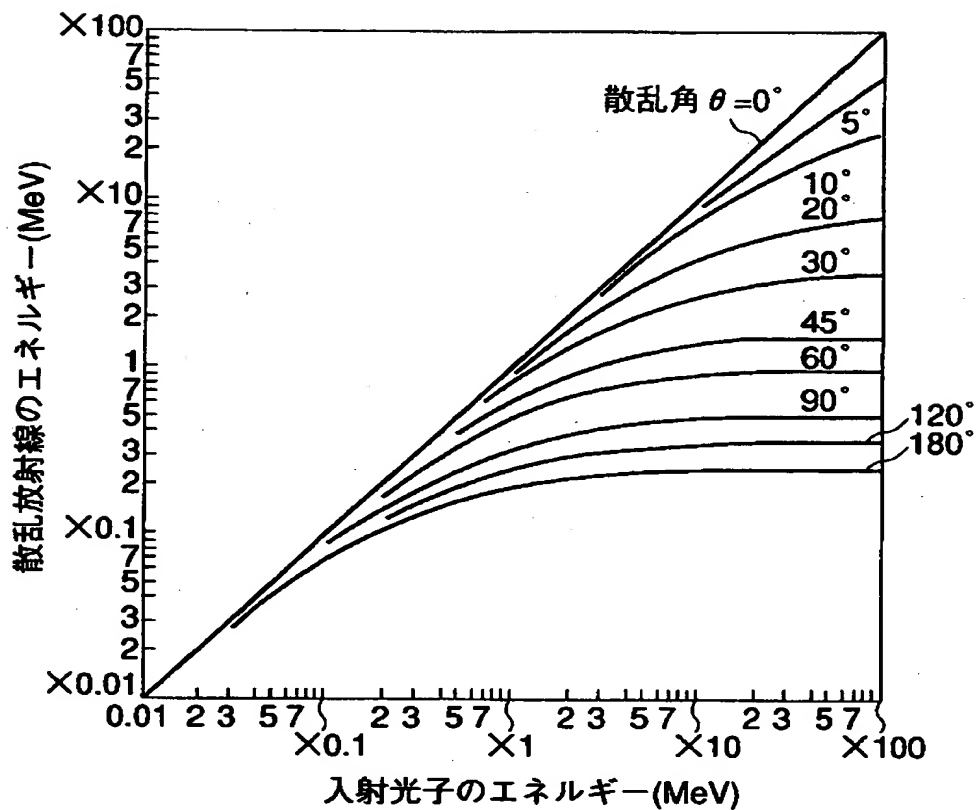
【図 1】



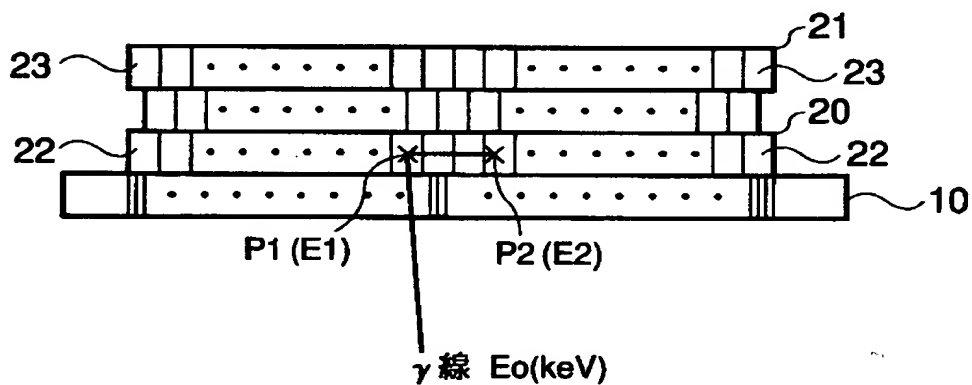
【図 2】



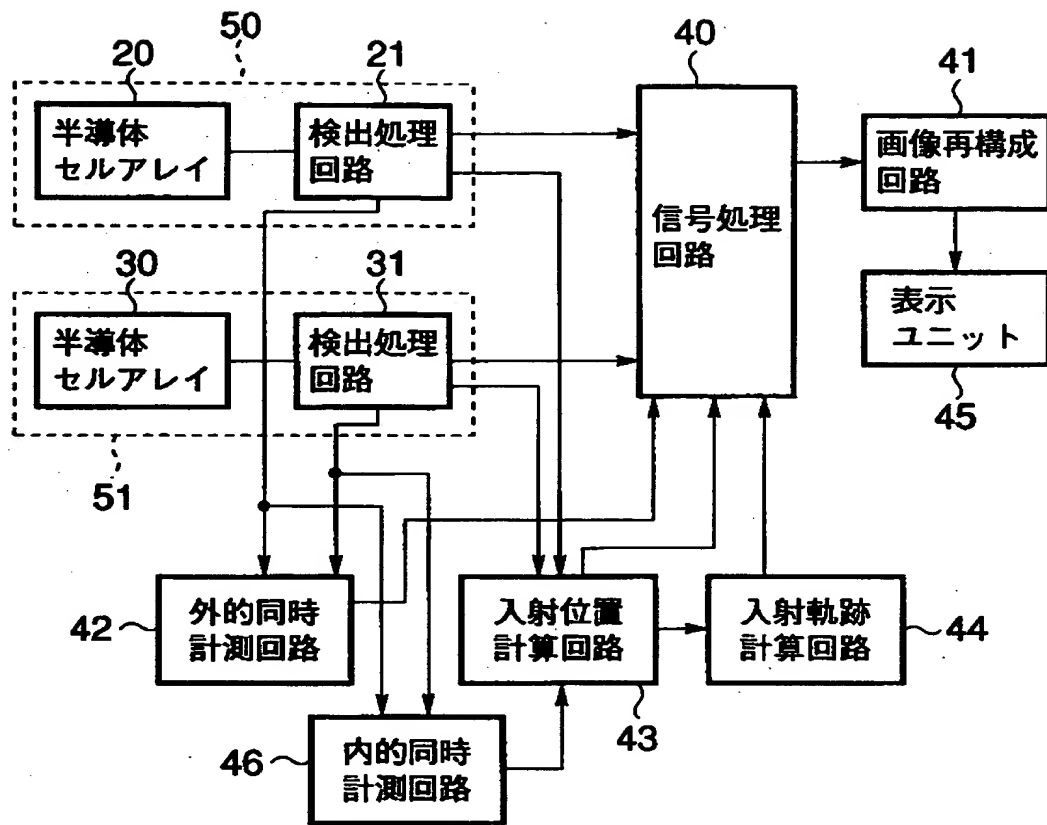
【図 3】



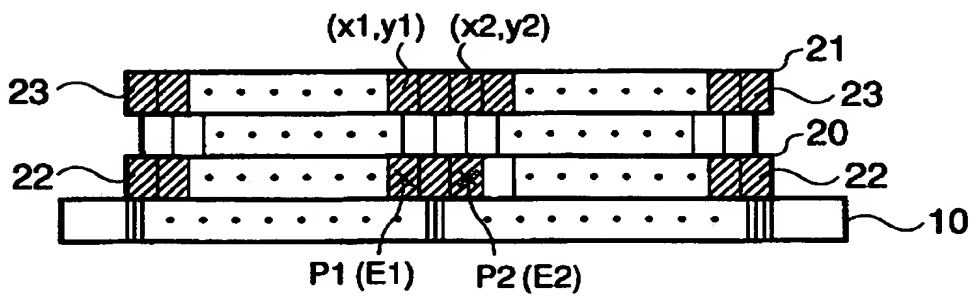
【図 4】



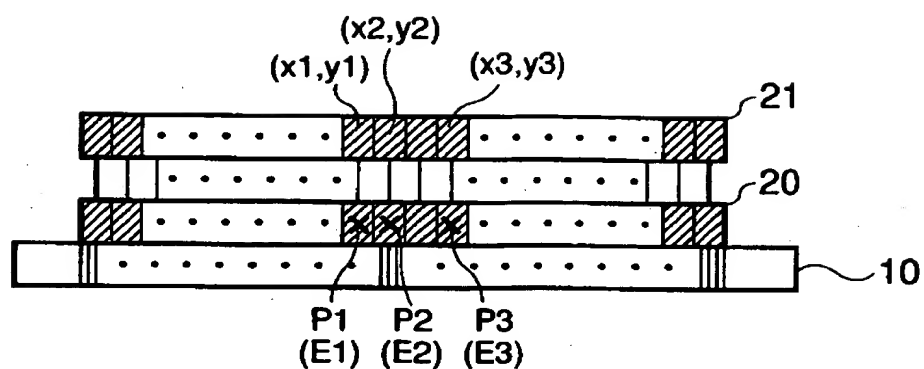
【図5】



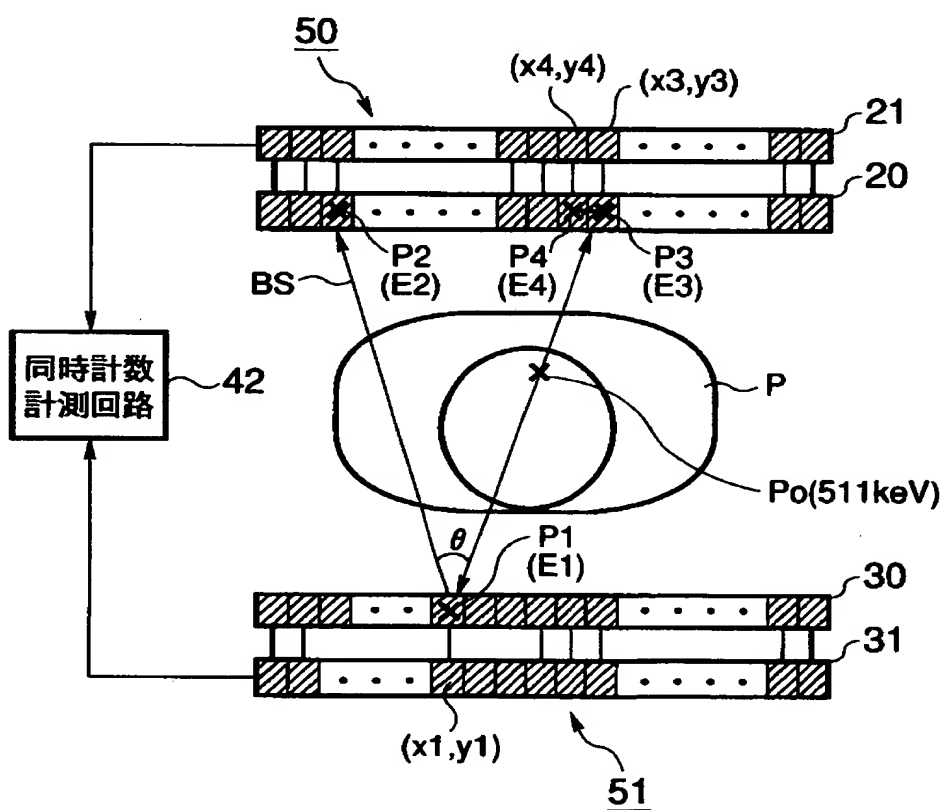
【図6】



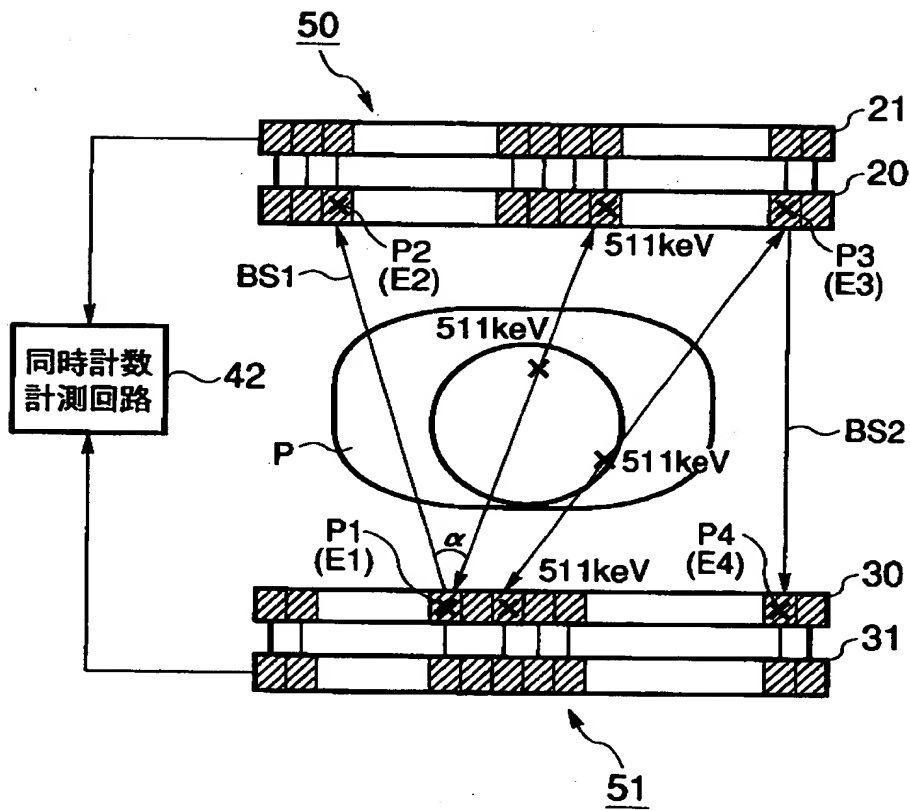
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】本発明の目的は、核医学診断装置において、放射線検出器内での散乱に起因する入射位置誤認の確率を減らすことにある。

【解決手段】本発明に係る核医学診断装置は、複数の半導体セルを有する放射線検出器 5 0、5 1 と、2 以上の半導体セルから略同時に 2 以上の信号が出力されるとき、2 以上の信号のトータルエネルギーを計算し、このトータルエネルギーを所定のエネルギーウインドウに比較することにより特定のイベントを選別し、このイベントを入射位置に関連付けて計数する信号処理回路 4 0 と、2 以上の半導体セルの中のいずれか一の半導体セルの位置に基づいて放射線の入射位置を計算する位置計算回路 4 4 と、計数の結果に基づいて被検体内の放射性同位元素の分布を発生する回路 4 1 とを具備する。

【選択図】 図 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

| | |
|----------|------------------|
| 1. 変更年月日 | 1990年 8月22日 |
| [変更理由] | 新規登録 |
| 住 所 | 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地 |
| 氏 名 | 株式会社東芝 |



Creation date: 11-20-2003
Indexing Officer: CTRUONG2 - CHAU TRUONG
Team: OIPEBackFileIndexing
Dossier: 09521901

Legal Date: 06-23-2000

| No. | Doccode | Number of pages |
|-----|---------|-----------------|
| 1 | CTMS | 2 |

Total number of pages: 2

Remarks:

Order of re-scan issued on